



REC'D 17 DEC 2004

WIPO

PCT

**Prioritätsbescheinigung über die Einreichung  
einer Patentanmeldung**

**Aktenzeichen:** 103 49 297.6

**Anmeldetag:** 23. Oktober 2003

**Anmelder/Inhaber:** Carl Zeiss Meditec AG, 07745 Jena/DE

**Bezeichnung:** Laserbearbeitung

**IPC:** A 61 F, A 61 B

**Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.**

München, den 6. Oktober 2004  
**Deutsches Patent- und Markenamt**  
**Der Präsident**  
Im Auftrag

**Remus**

**PRIORITY  
DOCUMENT**

SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

Patentanwälte  
**GEYER, FEHNERS & PARTNER (G.b.R.)**

European Patent and Trademark Attorneys

MÜNCHEN – JENA

Büro München / Munich Offices:

Perhamerstraße 31 · D-80687 München · Telefon: (0 89) 5 46 15 20 · Telefax: (0 89) 5 46 03 92 · e-mail: gefepat.muc@t-online.de

Büro Jena / Jena Offices:

Sellierstraße 1 · D-07745 Jena · Telefon: (036 41) 2 91 50 · Telefax: (036 41) 2 91 52 1 · e-mail: gefepat.jena@t-online.de

---

Carl Zeiss Meditec AG  
Anwaltsakte: PAT 9030/050

23. Oktober 2003  
K/22/kk(me)

**Laserbearbeitung**

5 Die Erfindung bezieht sich auf einen Adapter zum Koppeln einer Laserbearbeitungsvorrichtung mit einem zu bearbeitenden Objekt, das eine verformbare Oberfläche aufweist, wobei der Adapter eine Eingangsseite aufweist, die über einen Verschußmechanismus gegenüber der Laserbearbeitungsvorrichtung fixierbar ist, eine Ausgangsseite aufweist, die an die verformbare Oberfläche anlegbar ist und dieser dabei eine gewünschte Soll-Form gibt, wobei der Adapter  
10 am Objekt befestigbar ist und einen von der Laserbearbeitungsvorrichtung über einen gewissen Bereich gescannt an der Eingangsseite zugeführten Laserstrahl über einen Strahlengang zur an der Ausgangsseite anliegenden Oberfläche leitet. Die Erfindung bezieht sich weiter auf eine Laserbearbeitungsvorrichtung für einen solchen Adapter mit einer Strahlablenkungseinrichtung zum Scannen eines Laserstrahls.

15 Bei der Materialbearbeitung mittels Laserstrahlung wird meist ein Abrastern der zu bearbeitenden Gebiete des Objektes mit dem Laserstrahl eingesetzt. Die Genauigkeit der Positionierung des Laserstrahls bestimmt dabei in der Regel die bei der Bearbeitung erzielte Präzision. Wird der Laserstrahl in ein Bearbeitungsvolumen fokussiert, bedarf es dazu einer  
20 exakten dreidimensionalen Positionierung. Weist das zu bearbeitende Objekt eine verformbare Oberfläche auf, ist es für eine hochgenaue Bearbeitung in der Regel unerlässlich, die Oberflächenform zu kennen bzw. die Abweichung der Oberflächenform zu einer vorgegebenen Soll-Form möglichst gering zu halten. Für solche Anwendungen dient der eingangs genannte Adapter, da er der verformbaren Oberfläche des zu bearbeitenden Objektes eine gewünschte  
25 Soll-Form verleiht.

Dies ist insbesondere bei der Mikrobearbeitung von Materialien notwendig, die nur eine geringe lineare optische Absorption im Spektralbereich der bearbeitenden Laserstrahlung aufweisen. Bei solchen Materialien werden üblicherweise nicht-lineare Wechselwirkungen zwischen  
30 Laserstrahlung und Material eingesetzt, meist in Form eines optischen Durchbruches, der im

Fokus des Laserstrahls erzeugt wird. Da die bearbeitende Wirkung damit nur im Laserstrahlfokus stattfindet, ist es unerlässlich, den Fokuspunkt exakt dreidimensional auszurichten. Zusätzlich zu einer zweidimensionalen Ablenkung des Laserstrahls ist somit eine exakte Tiefenstellung der Fokuslage erforderlich. Der eingangs genannte Adapter erleichtert dies, da bei an dem Objekt anliegenden Adapter bekannte optische Verhältnisse im Strahlengang insbesondere Brechungsverhältnisse vorliegen.

Eine typische Anwendung für einen solchen Adapter ist das als LASIK bekannte augenoptische Operationsverfahren, bei dem ein Laserstrahl auf einen Fokuspunkt in der Größenordnung eines Mikrometers in die Hornhaut fokussiert wird. Im Fokus entsteht dann ein Plasma, das eine lokale Trennung des Hornhautgewebes bewirkt. Durch geeignete Aneinanderreihung der auf diese Weise erzeugten lokalen Trennungszonen werden makroskopische Schnitte realisiert und ein bestimmtes Hornhautteilvervolumen isoliert. Durch Entnahme des Teilvervolumens wird dann eine gewünschte Brechungsänderung der Hornhaut erreicht, so daß eine Fehlsichtigkeitskorrektur möglich ist.

Zur Ausführung des Verfahrens ist die exakte Positionierung des Laserstrahls unerlässlich, weshalb der erwähnte Adapter eine Doppelfunktion erfüllt: er stellt nicht nur die erforderlichen optischen Eigenschaften bei der Einbringung des Laserstrahls in die Hornhaut sicher, sondern er fixiert das Auge auch, vorzugsweise bezüglich mehrerer Freiheitsgrade, besonders bevorzugt bezüglich aller möglichen Freiheitsgrade. Bewegungen des Auges relativ zur Laserbearbeitungsvorrichtung werden damit verhindert.

Ein Beispiel für einen solchen Adapter ist beispielsweise in der WO 03/002008 A1 beschrieben. Der dort als „Planarisierungslinse“ bezeichnete Adapter weist einen Saugring auf, der mittels Unterdruck am Auge befestigt ist. In den Saugring ist eine Glasplatte eingelegt, die mittels einer Klammer in den Saugring gepreßt wird. Die Klammer befestigt dabei zugleich ein Flanschteil am Saugring, welches an der Laserbearbeitungsvorrichtung fest angebracht ist. Der mehrteilige Adapter der WO 03/002008 A1 preßt die Oberfläche der Augenhornhaut flach, wodurch einfache Standardgeometrien erreicht werden. Allerdings ist dies für den Patienten sehr unangenehm. Darüber hinaus ist eine Planarisierung der Augenhornhautoberfläche bei manchen chirurgischen Eingriffen unerwünscht.

Der Erfindung liegt deshalb die Aufgabe zugrunde, einen Adapter bzw. eine Laserbearbeitungsvorrichtung der eingangs genannten Art derart weiterzubilden, daß nicht zwingend mit einer planen Geometrie gearbeitet werden muß.

Diese Aufgabe wird mit einem Adapter zum Koppeln einer Laserbearbeitungsvorrichtung mit einem zu bearbeitenden Objekt, das eine verformbare Oberfläche aufweist, wobei der Adapter eine Eingangsseite aufweist, die über einen Verschußmechanismus gegenüber der Laserbearbeitungsvorrichtung fixierbar ist, eine Ausgangsseite aufweist, die an die verformbare Oberfläche anlegbar ist und dieser dabei eine gewünschte Soll-Form gibt, wobei der Adapter am Objekt befestigbar ist, einen von der Laserbearbeitungsvorrichtung über einen gewissen Bereich gescannt an der Eingangsseite zugeführten Laserstrahl über einen Strahlengang zur an der Ausgangsseite anliegenden Oberfläche leitet, gelöst, indem der Adapter im Strahlengang Markierungsstrukturen aufweist, die mittels der über den Bereich gescannten Laserstrahlung optisch detektierbar sind und die eine den Adapter kennzeichnende Information codieren.

Die Erfindung wird weiter mit einer Laserbearbeitungsvorrichtung für einen solchen Adapter, mit einer Strahlablenkungseinrichtung zum Scannen eines Laserstrahls gelöst, die aufweist eine Detektoreinrichtung zum optischen Detektieren der Markierungsstrukturen mittels des Laserstrahls und eine die Detektoreinrichtung auslesende Steuereinrichtung, welche die Strahlablenkungseinrichtung ansteuert, die den Adapter kennzeichnende Information ermittelt und diese bei der Ansteuerung der Strahlablenkungseinrichtung berücksichtigt.

Der Adapter dient also dazu, um eingangsseitig eine feste Kopplung mit der Laserbearbeitungsvorrichtung herzustellen. Die zur Laserbearbeitungsvorrichtung orientierte Eingangsseite des Adapters ist deshalb mit geeigneten Mitteln zur festen Verbindung mit dem zum Objekt orientierten Ausgang (z.B. distalen Ende) der Laserbearbeitungsvorrichtung bzw. deren optischen System ausgebildet, so daß eine auf die Laserbearbeitungsvorrichtung bezogene feste Fixierung mittels eines Verschußmechanismus möglich ist. Für den Verschußmechanismus kommt dabei beispielsweise die Ausbildung einer Flanschfläche am Adapter in Frage.

Ausgangsseitig sorgt der Adapter dafür, daß die verformbare Oberfläche des Objektes eine gewünschte Soll-Form hat. Zur Befestigung des Adapters am Objekt sind geeignete Mittel vorgesehen; bei einer augenchirurgischen Anwendung kann eine Unterdruckbefestigungseinrichtung, z.B. ein Saugring, wie er aus der WO 03/002008 A1 oder aus der EP 1 159 986 A2 bekannt ist, zum Einsatz kommen.

Die im Strahlengang des Adapters vorgesehenen Markierungsstrukturen erlauben es der Laserbearbeitungsvorrichtung, Informationen über den verwendeten Adapter zu erhalten. Dabei kann es sich beispielsweise um eine Typnummer des Adapters, eine individuelle Bezeichnung oder Informationen über die Soll-Form, die der Adapter der verformbaren Oberfläche gibt, handeln.

Um diese Information der Laserbearbeitungsvorrichtung unmittelbar bereitzustellen, sind die Markierungsstrukturen im Strahlengang so angeordnet, daß sie mittels der gescannten Laserstrahlung optisch detektierbar sind. Separate Informationsübertragungsmechanismen können dadurch entfallen, statt dessen kann die Laserbearbeitungsvorrichtung mittels geeigneter Laserstrahlabtastung die Markierungsstrukturen detektieren und damit die den Adapter kennzeichnende Information extrahieren.

Der erfindungsgemäße Adapter sowie die erfindungsgemäße Laserbearbeitungsvorrichtung ermöglichen es, applikationsangepaßte Adaptoren zu verwenden, ohne dabei Gefahr zu laufen, irrtümlich mit nicht für den aktuellen Adapter passenden Betriebsparametern zu arbeiten. Eine mögliche Fehlerquelle ist damit ausgeschaltet und insgesamt die Laserbearbeitungsqualität gesteigert.

Zweckmäßigerweise wird man bemüht sein, in der Laserbearbeitungsvorrichtung so wenig Laserstrahlquellen wie möglich einzusetzen, da zusätzliche Laserstrahlquellen üblicherweise mit weiteren Kosten verbunden sind. Man kann also daran denken, den vom Behandlungslaser abgegebenen Laserstrahl auch gleich zum optischen Detektieren der Markierungsstrukturen zu verwenden. Dabei muß aber die Spitzenintensität und die mittlere Leistung verringert werden, um einerseits eine Belastung am zu bearbeitenden Objekt, d.h. am Auge des Patienten zu vermeiden, und um vor allem einen Bearbeitungseffekt am Adapter zu verhindern. Es ist deshalb zweckmäßigerweise in der Laserbearbeitungsvorrichtung eine Einrichtung zur Laserstrahlenergieminderung vorzusehen, die für die optische Detektion der Markierungsstrukturen die Energie des vom Behandlungslaser abgegebenen Laserstrahls zumindest zeitweise mindert. Für diesen Zweck kann beispielsweise ein Energieminderer in den Strahlengang geschaltet oder im Strahlengang aktiviert werden. Alternativ kann auch die Eigenschaft üblicher gepulster Laser ausgenutzt werden, zwischen den einzelnen Laserpulsen Hintergrundstrahlung mit stark reduzierter Leistung abzugeben. Diese Hintergrundstrahlung kann für die Detektion der Markierungsstrukturen verwendet werden, und ein Energieminderer entfällt dann.

An welcher Stelle im Strahlengang die Markierungsstrukturen liegen, ist für den erfindungsgemäßen Adapter nicht ausschlaggebend; wesentlich ist lediglich, daß sie mittels von der Laserbearbeitungsvorrichtung abgegebener gescannter Laserstrahlung abtastbar sind; sie befinden sich also innerhalb eines Raumgebietes, in welchem die Laserbearbeitungsvorrichtung den Fokus des Laserstrahls positionieren kann.

Die dabei verwendete Laserstrahlung kann identisch mit der Bearbeitungslaserstrahlung sein; dies muß aber nicht der Fall sein. Zweckmäßigerweise wird jedoch die Laserbearbeitungsvorrichtung zum Scannen der Laserstrahlung die gleiche Scaneinrichtung einsetzen, die auch für die Bearbeitungslaserstrahlung verwendet wird. Das Gebiet, in dem die Markierungsstrukturen dann liegen, stellt also das potentielle Bearbeitungsgebiet dar.

Als Markierungsstruktur ist jegliche Ausbildung des Adapters geeignet, die es ermöglicht Information innerhalb des Strahlengangs abrufbar zu hinterlegen. Zweckmäßigerweise wird man räumliche Zonen gestalten, die sich mindestens hinsichtlich einer optischen Eigenschaft vom restlichen Strahlengang des Adapters unterscheiden. Bei dieser optischen Eigenschaft kann es sich beispielsweise um die Reflexionseigenschaft oder allgemeiner um den Brechungsindex der räumlichen Zone handeln. Die Markierungsstrukturen können dann beispielsweise ähnlich einem Strichcode gestaltet werden, wobei eine Rückreflexion, Streuung oder Absorption bzw. Dispersion der Strahlung eine räumliche Zone auszeichnen kann.

Für die die Markierungsstrukturen unterscheidenden optischen Eigenschaften kommt insbesondere ein Spektralbereich in Frage, der oberhalb UV-Absorptionsbanden optischer Materialien, d.h. oberhalb von  $400\text{ nm}$  liegt. Eine mögliche obere Grenze ergibt sich aus der angestrebten Ortsauflösung und kann typischerweise bei  $2\text{ }\mu\text{m}$  angegeben werden. Vorzugsweise wird für die optische Eigenschaft ein Spektralbereich zwischen  $0,8\text{ }\mu\text{m}$  und  $1,1\text{ }\mu\text{m}$  genutzt. Je nach Ortsauflösung können die Markierungsstrukturen Größenabmessungen zwischen  $1\text{ }\mu\text{m}$  und  $100\text{ }\mu\text{m}$ , vorzugsweise zwischen  $3\text{ }\mu\text{m}$  und  $10\text{ }\mu\text{m}$  haben.

Zum Weiterleiten der eingangsseitig zugeführten Strahlung zur Ausgangsseite kommen im Adapter verschiedenste Mechanismen in Frage. Für augenoptische Verfahren wird man den Adapter zweckmäßigerweise in Art eines Kontaktglases ausbilden, so daß der Strahlengang zumindest teilweise ein für Bearbeitungslaserstrahlung transparentes Material, insbesondere Glas aufweist. In einer besonders zweckmäßigen Ausgestaltung weist der Adapter einen zylindrischen oder kegelstumpffartigen Körper auf, dessen eine Endfläche als Ausgangsseite mit der gewünschten Soll-Form der Oberfläche ausgebildet ist. Der Adapter muß dann lediglich auf die verformbare Oberfläche aufgelegt werden, um dieser die gewünschte Soll-Form zu verleihen.

Die durch die Markierungsstrukturen kodierte Information kann beliebige Merkmale des Adapters kennzeichnen, beispielsweise geometrische oder Material-Eigenschaften. Eine besonders bevorzugte Anwendung ist darin zu sehen, die Soll-Form, die durch die Ausgangsseite des Adapters festgelegt ist, zu beschreiben bzw. Informationen darüber zu

hinterlegen. Beispielsweise können die Markierungsstrukturen die Brechungseigenschaften der Soll-Form wiedergeben.

5 Eine zweckmäßige Anwendung für den Adapter ist, wie bereits erwähnt, die Ausbildung als Kontaktglas für die Augenchirurgie. Es kann sich natürlich auch um ein spezielles Zubehör handeln, das das eigentliche Kontaktglas ersetzt oder zum Zwecke einer Messung vor der Behandlung am eigentlichen Kontaktglas befestigt wird.

10 Die erfindungsgemäße Laserbearbeitungsvorrichtung für den erfindungsgemäßen Adapter ist in der Lage, mittels der Detektoreinrichtung die Markierungsstrukturen optisch zu detektieren und in der Steuereinrichtung für die Ansteuerung der Strahlablenkungseinrichtung zu berücksichtigen. Ist die Laserbearbeitungsvorrichtung für das LASIK-Verfahren ausgebildet, kann die Steuereinrichtung die durch die Information identifizierte Soll-Form bei der Ansteuerung so berücksichtigen, daß die zu erzeugenden Durchbrüche auch an den  
15 gewünschten Stellen liegen.

20 Der Behandlungslaser wird dabei üblicherweise gepulst arbeiten. Es ist deshalb diesbezüglich eine Weiterbildung zu bevorzugt, bei der ein gepulster Behandlungslaser für ein augenchirurgisches Verfahren verwendet ist, wobei das Objekt die Augenhornhaut ist und die Steuereinrichtung die Strahlablenkungseinrichtung und den Behandlungslaser so ansteuert, daß der Laserstrahl an vorbestimmten Stellen im Auge optische Durchbrüche erzeugt, und dabei die durch die Information identifizierte Soll-Form der Augenhornhaut berücksichtigt.

25 Die Erfindung wird nachfolgend unter Bezugnahme auf die Zeichnung beispielhalber noch näher erläutert. In der Zeichnung zeigt:

Fig. 1 eine schematische Darstellung einer Laserbearbeitungsvorrichtung für ein augenchirurgisches Verfahren,

Fig. 2 eine schematische Darstellung der Augenhornhaut eines Patienten,

30 Fig. 3 eine perspektivische Darstellung eines Kontaktglases für die Laserbearbeitungsvorrichtung der Figur 1,

Fig. 4 eine Schnittdarstellung des Kontaktglases der Figur 3 und

Fig. 5 eine Draufsicht auf das Kontaktglas der Figur 3.

35 Figur 1 zeigt ein Behandlungsgerät für ein augenchirurgisches Verfahren ähnlich dem in der EP 1159986 A1 bzw. der US 5549632 beschriebenen. Das Behandlungsgerät 1 der Figur 1 dient dazu, an einem Auge 2 eines Patienten eine Fehlsichtigkeitskorrektur gemäß dem bekannten LASIK-Verfahren auszuführen. Dazu weist das Behandlungsgerät 1 einen Laser 3 auf, der

gepulste Laser-Strahlung abgibt. Die Pulsdauer liegt dabei im Femtosekundenbereich, und die Laserstrahlung wirkt mittels nichtlinearer optischer Effekte in der Hornhaut auf die eingangs beschriebene Art und Weise. Der vom Laser 3 entlang einer optischen Achse A1 abgegebene Behandlungsstrahl 4 fällt dabei auf einen Strahlteiler 5, der den Behandlungsstrahl 4 auf eine Scaneinrichtung 6 leitet. Die Scaneinrichtung 6 weist zwei Scanspiegel 7 und 8 auf, die um zueinander orthogonale Achsen drehbar sind, so daß die Scaneinrichtung 6 den Behandlungsstrahl 4 zweidimensional ablenkt. Eine verstellbare Projektionsoptik 9 fokussiert den Behandlungsstrahl 4 auf das Auge 2. Die Projektionsoptik 9 weist dabei zwei Linsen 10 und 11 auf.

Der Linse 11 ist ein Kontaktglas 2 nachgeordnet, das über eine Halterung H fest mit der Linse 11 und damit dem Strahlengang des Behandlungsgerätes 1 verbunden ist. Das noch näher zu beschreibende Kontaktglas 12 liegt an der Hornhaut des Auges 2 an. Die optische Kombination aus Behandlungsgerät 1 mit daran befestigtem Kontaktglas 2 bewirkt, daß der Behandlungsstrahl 4 in einem in der Hornhaut des Auges 2 gelegenen Fokus 13 gebündelt wird.

Die Scaneinrichtung 6 wird ebenso wie der Laser 3 und die Projektionsoptik 9 über (nicht näher bezeichnete) Steuerleitungen von einem Steuergerät 14 angesteuert. Das Steuergerät 14 bestimmt dabei die Lage des Fokus 13 sowohl quer zur optischen Achse A1 (durch die Scanspiegel 7 und 8) sowie in Richtung der optischen Achse A1 (durch die Projektionsoptik 9) vor.

Das Steuergerät 14 liest weiter einen Detektor 15 aus, der von der Hornhaut rückgestreute Strahlung, die den Strahlteiler 5 als Rückstrahlung 16 passiert, ausliest. Dazu kann eine konfokale Abbildung erfolgen. Auf die Bedeutung des Detektors 15 wird später noch eingegangen.

Das Kontaktglas 12 sorgt dabei dafür, daß die Hornhaut des Auges 2 eine gewünschte Soll-Form erhält. Dies ist schematisch in Figur 2 dargestellt, die einen Schnitt durch die Augenhornhaut 17 zeigt. Um eine exakte Positionierung des Fokus 13 in der Augenhornhaut 17 zu erreichen, muß die Krümmung der Augenhornhaut 17 berücksichtigt werden. Die Augenhornhaut 17 weist dabei eine Ist-Form 18 auf, die von Patient zu Patient unterschiedlich ist. Das Kontaktglas 12 liegt nun an der Augenhornhaut 17 derart an, daß es diese in eine gewünschte Soll-Form 19 verformt. Der genaue Verlauf der Soll-Form 19 hängt dabei von der Krümmung der dem Auge 2 zugewandten Fläche des Kontaktglases 12 ab. Dies wird später noch anhand der Figur 4 deutlicher werden. Wesentlich ist hier lediglich, daß durch das Kontaktglas 12 bekannte geometrische und optische Verhältnisse für das Einbringen und



Fokussieren des Behandlungsstrahls 4 in die Hornhaut 17 gegeben sind. Da die Hornhaut 17 am Kontaktglas 12 anliegt und dieses wiederum über die Halterung H gegenüber dem Strahlengang des Behandlungsgerätes 1 ortsfest ist, kann der Fokus 13 durch Ansteuerung der Scaneinrichtung 6 sowie der verstellbaren Projektionsoptik 9 dreidimensional exakt in der Hornhaut 17 positioniert werden.

Figur 3 zeigt eine perspektivische Darstellung des Kontaktglases 12. Wie zu sehen ist, weist das Kontaktglas 12 einen Glaskörper 20 auf, der für den Behandlungsstrahl 4 transparent ist. An einer Oberseite 21 des kegelstumpffartigen Glaskörpers 20 wird der Behandlungsstrahl 4 eingekoppelt; diese Oberseite 21 ist der Linse 11 zugeordnet.

An einer Unterseite 22 des Kontaktglases 12 liegt die Hornhaut 17 an. Wie die Schnittdarstellung der Figur 4 zeigt, ist die Unterseite 22 in der gewünschten Soll-Form 19 gekrümmt, so daß sie bei voller Kontaktierung des Auges 2 die gewünschte Form der Hornhaut 17 bewirkt.

Nahe der Oberseite 21 ist am Kontaktglas 12 eine Flanschfläche 23 ausgebildet, an der das Kontaktglas 12 in der Halterung H durch Klemmen fixiert ist. Die Flanschfläche 23 stellt ein Befestigungsmittel dar, das auf die einen Verschlußmechanismus realisierende Halterung H abgestimmt ist.

Die Hauptsymmetrieachse A2 des kegelstumpfförmigen Glaskörpers 20 wird durch Befestigung über die Flanschfläche 23 in fester Verbindung mit dem Behandlungsgerät 21 und passend zur optischen Achse A1 einjustiert. Im Inneren des Glaskörpers 20 ist eine Codestruktur 24, im Ausführungsbeispiel ringförmig, gebildet. Der Abstand zur optischen Hauptachse A2 ist im Ausführungsbeispiel möglichst groß gewählt, so daß die Codestruktur 24 nur bei nahezu maximal ausgelenkten Behandlungsstrahl 4 im vom Behandlungsstrahl 4 durchstrahlten Volumen des Glaskörpers 20 liegt.

Wie die Figuren 4 und 3 zeigen, liegt die Codestruktur 24 im Volumen des Glaskörpers vorzugsweise am Rand bzw. nahe des Randes des kegelstumpffartigen Glaskörpers 20. Die Codestruktur 24 besteht aus mehreren Reflektorzonen 25, die für die vom Laser 3 abgegebene Strahlung reflektierend sind. Fällt der Behandlungsstrahl 4 auf eine Reflektorzone 25, wird Strahlungsenergie zurückgestreut, die dann vom Detektor 15 aufgenommen wird.

Die Reflektorzone 25 kann auch auf der Oberseite 21 oder der Unterseite 22 des Kontaktglases 12, d. h. auf der Eintritts- oder Austrittsfläche des Adapters in Form einer geeigneten Schichtstruktur oder geeigneter reflektierender oder nicht-reflektierende Schichten aufgebracht

werden. Auch ist es möglich, Zonen oder Schichten mit erhöhter elastischer Lichtstreuung vorzusehen, um die Reflektorzonen 25 zu realisieren.

Anhand des Signals des Detektors 15 kann das Steuergerät 14 somit erkennen, daß der  
5 Behandlungsstrahl 4 auf eine Reflektorzone 25 gerichtet ist. Die Abfolge der ringförmig angeordneten Reflektorzonen 25 in der Codestruktur 4 liefert damit insgesamt ein codiertes Signal, das im Ausführungsbeispiel die Krümmung der Unterseite 22 des Glaskörpers 20 und damit die Geometrie der Soll-Form 19 wiedergibt, die die Augenhornhaut 17 mit dem aufgelegten Kontaktglas 12 hat.

10 Um diese prinzipiell bereits erläuterte Informationsextraktion durchzuführen, steuert das Steuergerät 14 zum einen den Laser 3 in einen Betriebsmodus, in dem nur ein Strahl 4 mit stark verringerter Strahlungsintensität abgegeben wird. Dies kann beispielsweise durch Aktivieren oder Einschwenken eines geeigneten Strahlungsabschwächers erfolgen. Handelt es sich beim  
15 Laser 3 um eine gepulste Laserstrahlungsquelle kann auch eine außerhalb des Pulsbetriebes eventuell vorliegende, sehr viel schwächere Hintergrundstrahlung verwendet werden.

Alternativ ist es möglich, einen zusätzlichen Laser einzukoppeln, beispielsweise über einen weiteren Strahlteiler, der der Scaneinrichtung 3 vorgeordnet ist. Bei diesem Laserstrahl kann es  
20 sich also entweder um den gegebenenfalls geeignet abgeschwächten Behandlungsstrahl 4 oder um einen separaten Laserstrahl handeln, der vor der Scaneinrichtung 6 in den Strahlengang entlang der optischen Achse A1 eingekoppelt wird.

Um die Codestruktur 24 auszulesen, steuert das Steuergerät 14 die Projektionsoptik 9 sowie  
25 die Scaneinrichtung 6 derart an, daß der Fokus der Laserstrahlung über den Bereich geführt wird, in dem die Codestruktur 24 erwartet wird. Die Rückreflexe werden im Signal des Detektors 15 erkannt, der aktuellen Fokusslage zugeordnet und mit Hilfe geeigneter Mittel, (beispielsweise geeigneter Verarbeitungselektronik und eines Speicherbausteins) hinsichtlich der codierten Information bewertet. Die Detektion der Reflektorzone 25 im Bearbeitungsgerät der Figur 1  
30 kann vorzugsweise konfokal erfolgen, um eine möglichst hohe Auflösung entlang der optischen Achse A1 bzw. A2 (d. h. in Tiefenrichtung) zu erzielen.

Die derart gewonnene Information über den Adapter wird dann vom Steuergerät 14 bei der nachfolgenden Behandlung der Augenhornhaut 17 berücksichtigt. Beispielsweise wird die  
35 Steuerung des Fokus 13 mittels der Scaneinrichtung 6 und der Projektionsoptik 9 so bewirkt, daß die Soll-Form 19 des aktuell verwendeten Kontaktglases 12 berücksichtigt wird. Alternativ kann auch beim Scannen eines untauglichen Kontaktglases das Behandlungsgerät 1 gesperrt werden, so daß keine Behandlung möglich ist. Zusätzlich oder alternativ kann eine

entsprechende Information über das aktuell verwendete Kontaktglas mit geeigneten Mitteln ausgegeben werden.

Patentanwälte  
**GEYER, FEHNERS & PARTNER (G.b.R.)**

European Patent and Trademark Attorneys

MÜNCHEN – JENA

Büro München / Munich Offices:

Perhamerstraße 31 · D-80687 München · Telefon: (089) 5 46 15 20 · Telefax: (089) 5 46 03 92 · e-mail: gefepat.muc@t-online.de

Büro Jena / Jena Offices:

Sellierstraße 1 · D-07745 Jena · Telefon: (036 41) 2 91 50 · Telefax: (036 41) 2 91 51 · e-mail: gefepat.jena@t-online.de

---

Carl Zeiss Meditec AG  
Anwaltsakte: PAT 9030/050

23. Oktober 2003  
K/22/kk(me)

**Patentansprüche**

- 5 1. Adapter zum Koppeln einer Laserbearbeitungsvorrichtung (1) mit einem zu bearbeitenden Objekt (2), das eine verformbare Oberfläche (17) aufweist, wobei der Adapter (12)
- eine Eingangsseite (21) aufweist, die über einen Verschußmechanismus (H) gegenüber der Laserbearbeitungsvorrichtung (1) fixierbar ist,
  - 10 - eine Ausgangsseite (22) aufweist, die an die verformbare Oberfläche (17) anlegbar ist und dieser dabei eine gewünschte Soll-Form (19) gibt, wobei der Adapter (12) am Objekt (2) befestigbar ist,
  - einen von der Laserbearbeitungsvorrichtung (1) über einen gewissen Bereich gescannt an der Eingangsseite (21) zugeführten Laserstrahl (4) über einen Strahlengang zur an der
  - 15 Ausgangsseite (22) anliegenden Oberfläche (17) leitet,
- dadurch gekennzeichnet**, daß der Adapter (12) im Strahlengang Markierungsstrukturen (25) aufweist, die mittels der über den Bereich gescannten Laserstrahlung (4) optisch detektierbar sind und die eine den Adapter (12) kennzeichnende Information codieren.
- 20 2. Adapter nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Markierungsstrukturen räumliche Zonen (25) aufweisen, die sich mindestens hinsichtlich einer optischen Eigenschaft vom restlichen Strahlengang des Adapters (12) unterscheiden.
3. Adapter nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die optische Eigenschaft der
- 25 Brechungsindex ist.
4. Adapter nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß der Strahlengang zumindest teilweise ein für Bearbeitungslaserstrahlung transparentes Material (20), insbesondere Glas, aufweist.

5. Adapter nach Anspruch 4, gekennzeichnet durch einen zylindrischen oder kegelstumpffartigen Körper, dessen eine Endfläche (22) als Ausgangsseite mit der gewünschten Soll-Form (19) der Oberfläche (17) ausgebildet ist.

5 6. Adapter nach einem der obigen Ansprüche, gekennzeichnet durch einen Flansch (23) für den Verschlußmechanismus (H).

7. Adapter nach einem der obigen Ansprüche, gekennzeichnet durch eine Unterdruckbefestigungseinrichtung zum Befestigen am Objekt (2).

10

8. Adapter nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Information, die durch die Ausgangsseite (22) festgelegte Soll-Form (19) kennzeichnet, insbesondere deren Brechungseigenschaften.

15

9. Adapter nach einem der obigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß er als Kontaktglas für die Augenchirurgie ausgebildet ist.

20

10. Laserbearbeitungsvorrichtung für einen Adapter nach einem der obigen Ansprüche, mit  
- einer Strahlablenkungseinrichtung (6, 9) zum Scannen eines Laserstrahls (4) über den gewissen Bereich,  
**gekennzeichnet durch**

25

- eine Detektoreinrichtung (5, 15) zum optischen Detektieren der Markierungsstrukturen (25) mittels des Laserstrahls (4) und  
- eine die Detektoreinrichtung (5, 15) auslesende Steuereinrichtung (14), welche die Strahlablenkungseinrichtung (6) ansteuert, die den Adapter (12) kennzeichnende Information ermittelt und diese bei der Ansteuerung der Strahlablenkungseinrichtung (6, 9) berücksichtigt.

30

11. Laserbearbeitungsvorrichtung nach Anspruch 10, gekennzeichnet durch einen gepulsten Behandlungslaser (3) für ein augenchirurgisches Verfahren, bei dem das Objekt die Augenhornhaut (17) ist, wobei die Steuereinrichtung (14) die Strahlablenkungseinrichtung (6, 9) und den Behandlungslaser (3) so ansteuert, daß der Laserstrahl (4) an vorbestimmten Stellen (13) im Auge (2) optische Durchbrüche erzeugt, und dabei die durch die Information identifizierte Soll-Form (19) der Oberfläche der Augenhornhaut (17) berücksichtigt.

35

12. Laserbearbeitungsvorrichtung nach Anspruch 11, gekennzeichnet durch eine Einrichtung zur Laserstrahlenenergieminderung, die zum optischen Detektieren der Markierungsstrukturen (25) die Energie des vom Behandlungslaser (3) abgegebenen Laserstrahls (4) zumindest zeitweise mindert.

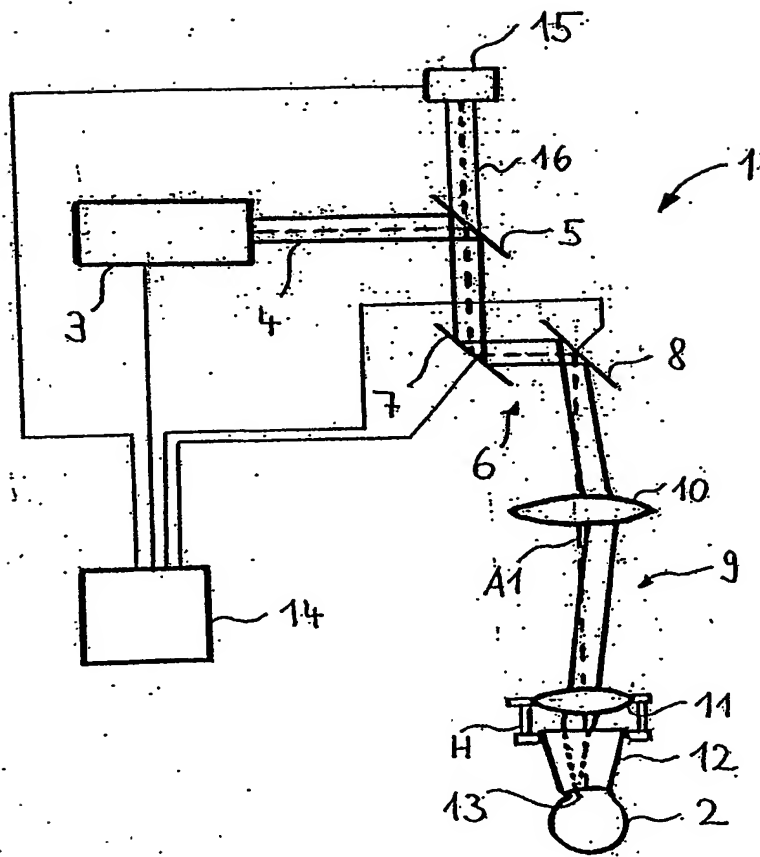


Fig. 1

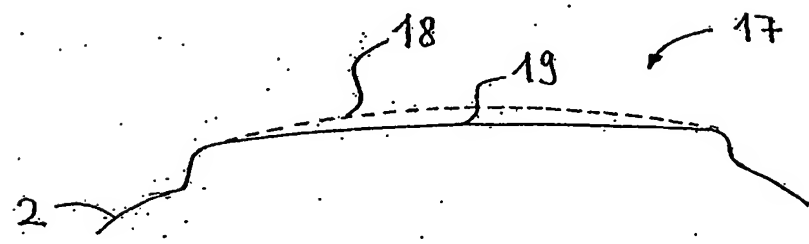


Fig. 2

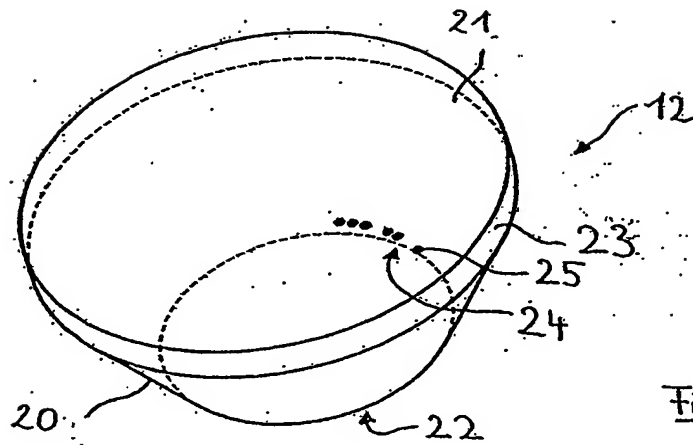


Fig. 3

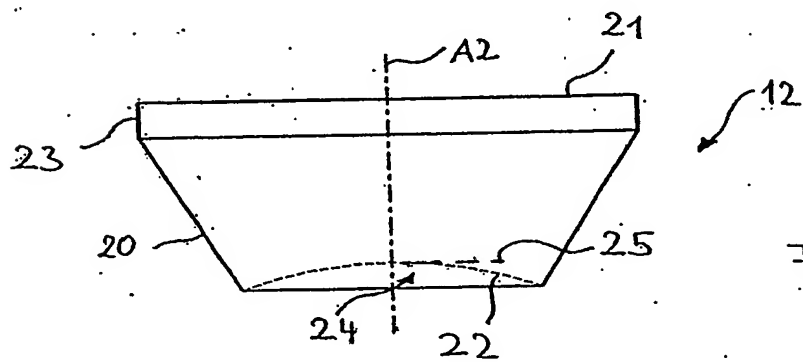


Fig. 4

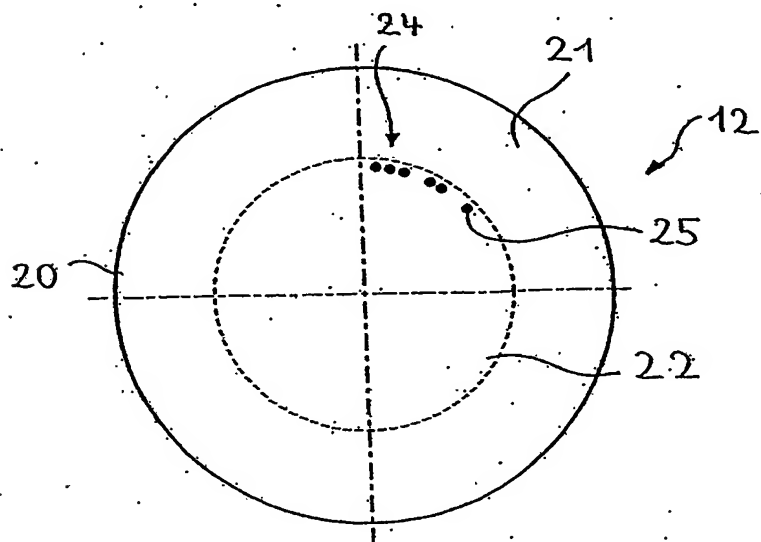


Fig. 5

Patentanwälte  
**GEYER, FEHNERS & PARTNER (G.b.R.)**

European Patent and Trademark Attorneys

MÜNCHEN - JENA

Büro München / Munich Offices:

Perhamerstraße 31 · D-80687 München · Telefon: (089) 5 46 15 20 · Telefax: (089) 5 46 03 92 · e-mail: gefepat.muc@t-online.de

Büro Jena / Jena Offices:

Sellierstraße 1 · D-07745 Jena · Telefon: (036 41) 2 91 50 · Telefax: (036 41) 2 91 51 · e-mail: gefepat.jena@t-online.de

Carl Zeiss Meditec AG  
Anwaltsakte: PAT 9030/050

23. Oktober 2003  
K/22/kk(me)

**Zusammenfassung**

5 Es wird beschrieben ein Adapter zum Koppeln einer Laserbearbeitungsvorrichtung (1) mit  
einem zu bearbeitenden Objekt (2), das eine verformbare Oberfläche (17) aufweist, wobei der  
Adapter (12) eine Eingangsseite (21) aufweist, die über einen Verschlußmechanismus (H)  
gegenüber der Laserbearbeitungsvorrichtung (1) fixierbar ist, eine Ausgangsseite (22) aufweist,  
die an die verformbare Oberfläche (17) anlegbar ist und dieser dabei eine gewünschte Soll-  
Form (19) gibt, wobei der Adapter (12) am Objekt (2) befestigbar ist, einen von der  
10 Laserbearbeitungsvorrichtung (1) über einen gewissen Bereich gescannt an der Eingangsseite  
(21) zugeführten Laserstrahl (4) über einen Strahlengang zur an der Ausgangsseite (22)  
anliegenden Oberfläche (17) leitet, wobei, der Adapter (12) im Strahlengang  
Markierungsstrukturen (25) aufweist, die mittels der über den Bereich gescannten  
Laserstrahlung (4) optisch detektierbar sind und die eine den Adapter (12) kennzeichnende  
15 Information codieren.

Fig. 3